



## 저작자표시-비영리-변경금지 2.0 대한민국

이용자는 아래의 조건을 따르는 경우에 한하여 자유롭게

- 이 저작물을 복제, 배포, 전송, 전시, 공연 및 방송할 수 있습니다.

다음과 같은 조건을 따라야 합니다:



저작자표시. 귀하는 원저작자를 표시하여야 합니다.



비영리. 귀하는 이 저작물을 영리 목적으로 이용할 수 없습니다.



변경금지. 귀하는 이 저작물을 개작, 변형 또는 가공할 수 없습니다.

- 귀하는, 이 저작물의 재이용이나 배포의 경우, 이 저작물에 적용된 이용허락조건을 명확하게 나타내어야 합니다.
- 저작권자로부터 별도의 허가를 받으면 이러한 조건들은 적용되지 않습니다.

저작권법에 따른 이용자의 권리는 위의 내용에 의하여 영향을 받지 않습니다.

이것은 [이용허락규약\(Legal Code\)](#)을 이해하기 쉽게 요약한 것입니다.

[Disclaimer](#)

치의학박사 학위논문

파노라마방사선장비의 상층 평가  
방법 및 기준의 제시

2020년 8월

서울대학교대학원

치위과학과 영상치의학 전공

엄한결

# 파노라마방사선장비의 상층 평가 방법 및 기준의 제시

지도교수 이 삼 선

이 논문을 치의학박사학위 논문으로 제출함

2020 년 5 월

서울대학교대학원

치위과학과 영상치의학 전공

염 한 결

염한결의 치의학박사학위 논문을 인준함

2020 년 7 월

위 원 장 \_\_\_\_\_ (인)

부 위 원 장 \_\_\_\_\_ (인)

위 원 \_\_\_\_\_ (인)

위 원 \_\_\_\_\_ (인)

위 원 \_\_\_\_\_ (인)

국문초록

# 파노라마방사선장비의 상층 평가 방법 및 기준의 제시

염 한 결

서울대학교대학원 치의과학과 영상치의학 전공

(지도교수 이 삼 선)

## 1. 목 적

파노라마방사선장비의 동일한 촬영 부위에서 측정된 볼 왜곡률과 공간 해상도 간의 연관성을 살펴보고자 하였다. 또한 두 종류(Matlab®, C#®)의 언어로 제작한 소프트웨어를 이용하여 파노라마팬텀®의 영상에서 얻어지는 금속 볼 경계의 MTF 값을 구하여 언어에 따른 MTF 값의 차이를 평가하고자 하였다. 본 연구를 통해 파노라마방사선장비의 상층 평가 방법과 상층 경계의 기준을 제시하고자 하였다.

## 2. 방 법

동일한 촬영 부위에서 획득된 금속 볼과 선쌍 팬텀의 영상을 이용하여 볼 왜곡률과 공간해상도 값을 측정하였다. 금속 볼 상을 얻기 위해 파노라마팬텀®을 촬영하였고, 획득 영상의 볼 인식과정에서 Matlab® 프로그램의 'Ellipse detection method'를 사용하였다. 공간해상도 값을 구하기 위해 파노라마해상도팬텀을 이용하여 1.88, 2.32, 2.58, 3.19lp/mm 의 가로, 세로 선쌍 팬텀을 헵, 설측 폭 48mm 영역에 위치시킨 영상을 획득하였고, 얻어진 영상에서 선쌍 팬텀의 판독 가능 여부가 2 명의 영상치의학 전문의에 의해 2 주 간격으로 2 회 평가되었다. 2 회의 결과 값에 대해 급내상관계수(Intraclass Correlation Coefficient)가 측정되었다. 임상적으로 판독 가능한 영상을 얻기 위한 부위별 공간해상도 기준을 만족하는 부분을 상층이라고 가정하고, 상층 부위에 위치한 볼들의 평균 왜곡률 값을 획득하였다.

마지막으로 파노라마팬텀® 영상에서 볼의 경계를 이용하여 MTF 값을 측정하는 소프트웨어를 제작하였다. 동일한 기능을 Matlab® 언어와 C#® 언어로 동시에 구현하였고, 두가지 언어로 측정한 MTF 값에 대해 단순상관분석을 시행하였다.

### 3. 결 과

세개의 파노라마방사선장비에 대해 동일한 촬영 부위에서 측정된 볼 왜곡률과 가로, 세로 공간해상도 값을 대응시켜 제시하였다. 판독 가능한 영상을 얻기 위한 최소 기준으로 제시된 공간해상도로 상층의 위치 및 형태를 정하였을 때, 해당 부위의 평균 볼 왜곡률은 19.47%로 측정되었다.

파노라마팬텀® 영상의 볼 경계를 Matlab® 언어와 C#® 언어로 구현한 소프트웨어를 이용하여 측정한 결과, MTF 측정 값 사이에 통계적으로 유의한 양의 상관관계를 보임을 확인하였다.

## 4. 결 론

파노라마방사선장비에서 공간해상도로 상층의 위치와 형태를 정하였을 때, 상층 부위의 평균 볼 왜곡률은 19.47%로 측정되었다. 볼의 크기와 픽셀 크기로 인한 오차를 고려하여 상층 경계의 기준으로 볼 왜곡률 20%가 제안되었다.

또한 C#<sup>®</sup> 언어로 제작된 소프트웨어를 이용하여 파노라마팬텀<sup>®</sup> 영상을 분석함으로써 Window 기반의 대중적인 컴퓨터에서 파노라마방사선 장비의 MTF 값을 측정할 수 있었다.

주요어: 파노라마방사선장비, 상층, 팬텀, 공간해상도

학 번: 2018-37151

## 목 차

I. 서 론 .....	1
II. 연구재료 및 방법 .....	7
III. 연구결과 .....	22
IV. 고 찰 .....	37
V. 결 론 .....	42
VI. 참고문헌 .....	43
Abstract (English) .....	46



# I. 서 론

## 1. 연구의 개요

파노라마방사선영상은 치과영역에서 흔히 사용하는 진단영상으로, 피사체의 3차원 구조 중 상층에 위치한 구조가 2차원 단층 영상으로 획득된다는 차별화되는 특징을 가지고 있다.<sup>1,2</sup> 이 때 곡면 형태의 상층은 파노라마방사선장비의 회전중심과 필름의 거리, X선원의 폭, X선원이 움직이는 각도 등 다양한 요소에 의하여 영향을 받는다.<sup>3</sup> 이러한 영향으로 상층의 형태와 위치는 파노라마방사선장비의 종류나 촬영 모드에 따라 달라지게 되는데, 환자의 치아와 악골이 상층에 정확하게 위치되지 못하면 상이 왜곡되고 불분명해지는 등 진단적 가치가 적은 영상이 획득되게 된다.<sup>3</sup> 따라서 파노라마방사선장비에서 상층의 형태와 위치를 정확하게 측정하고 평가하는 것은 양질의 진단 가능한 영상을 획득하기 위해 필수적인 부분이다.

파노라마방사선장비는 다른 진단영상장비와 다른 여러 특징이 있으므로 그 특수성을 충분히 고려한 형태로 장비를 평가해야 한다. 하지만 현재 파노라마방사선장비의 평가는 장비의 특수성을 충분히 고려하지 못하고 있다. International Electrotechnical Commission (IEC)에서 발행한 ‘Acceptance tests – Imaging performance of dental X-ray equipment’에서는 1.6lp/mm-3.0lp/mm의 경사진 선쌍을 포함하는 팬

텀을 이용한 파노라마방사선장비의 평가 방법을 제시하고 있다.<sup>4</sup> 이 때 파노라마방사선장비의 최소 공간해상도 기준으로 2.5lp/mm를 제시하고 있지만, 영상 획득 시 팬텀의 위치에 대한 정확한 기준이 제시되어 있지 않다. 이에 팬텀이 환자의 악골 위치가 아닌 부위에 위치되어 촬영, 평가 및 관리된 경우 실제 환자 악골의 획득 영상은 진단에 부적절할 수 있다는 한계를 가진다.

우리나라에서는 ‘진단용 방사선 발생장치의 안전관리에 관한 규칙(보건복지부령 제528호)’<sup>5</sup>에 따라 모든 진단용 방사선장비의 안전관리가 시행되고 있다. 치과진단용 엑스선 발생장치에 대해서 관전압시험, 관전류시험, 외장누설전류시험, 조사선량의 재현성시험 등이 시행되고 있으나, 파노라마방사선장비의 상층 평가는 포함되어 있지 않다. 따라서 파노라마방사선장비에서 상층의 위치와 형태가 적절하고 환자들의 평균 악골 위치 및 형태와 일치하는지에 대한 평가가 필요하며, 이를 위한 파노라마방사선장비의 상층 평가 방법의 정립과 상층 경계의 기준에 대한 제시가 필요한 실정이다.

파노라마방사선장비에서 상층의 위치와 형태는 핀, 볼 등의 물체나 섀쵸 팬텀의 영상을 획득하여 평가할 수 있다. 선행 연구들에서는 크게 2가지 개념으로 상층을 평가하였다. 첫번째는 피사체가 상층에서 벗어나면 영상에서 불분명하게 나타난다는 개념이고, 두번째는 피사체가 상층에서 벗어나면 영상에서 크기와 형태의 왜곡이 나타난다는 개념이다. 1972년 Brown 등<sup>6</sup>과 1975년 Lund와 Manson-Hing<sup>7</sup>은 악궁 모양 지

지대에 핀을 꽂은 후 획득한 영상에서 판독자가 선예도를 점수화하여 상층의 경계를 결정하였다. 1982년 Hassen과 Manson-Hing<sup>1</sup>은 선쌍 팬텀을 이용한 파노라마방사선장비의 상층 평가법을 최초로 제안하였다. 악궁 모양 지지대의 총 8개 부위에서 협, 설측 1.5mm 간격으로 선쌍 팬텀의 위치를 변경하며 영상을 획득하였고 1.7lp/mm 선쌍의 판독 가능 여부를 기준으로 상층의 경계를 결정하였다. 1985년 Paiboon과 Manson-Hing<sup>2</sup>은 악궁 형태의 지지대에서 금속 볼(ball)을 10도씩, 그리고 1mm씩 이동시키면서 가장 원형에 가까운 형태의 영상이 얻어지는 위치를 상층중심면으로 결정하는 상층 평가법을 제시하였다.

국내에서도 파노라마방사선장비의 차별화되는 특성에 맞는 정도관리가 필요하게 되어 다양한 연구가 진행되어 왔다. 최 등<sup>11</sup>은 한국 성인 남성 표준 악궁 모양의 거치대와 선쌍 팬텀을 이용하여 파노라마방사선영상의 영역별 화질 평가 방법을 제시하였다. 신 등<sup>12</sup>은 개선된 표준 악궁 모양의 팬텀 거치대와 공간해상도와 대조해상도를 동시에 평가할 수 있는 팬텀을 제작하였다. Yeom 등<sup>13-16</sup>은 704개의 금속 볼이 식립된 파노라마 팬텀<sup>13,14,16</sup>과 가로, 세로 선쌍 팬텀을 48mm 협, 설측 폭에 대해 배열한 파노라마해상도팬텀<sup>14,15</sup>을 개발하였다. 두가지 팬텀은 각각 파노라마 방사선영상에서 물체가 상층의 중앙에 위치할수록 획득 영상의 왜곡이 적다는 개념과 공간해상도가 크다는 개념을 이용하여 상층을 평가하도록 제작되었다. 이 때 파노라마해상도팬텀을 이용한 장비 평가에서는 Choi 등<sup>17</sup>이 제시한 판독 가능한 영상을 얻기 위한 부위별 최소 공간해상도

이상의 공간해상도를 가지는 영역을 구하여 해당 범위를 상층으로 가정하였다. 하지만 파노라마팬텀<sup>®</sup>을 이용한 장비 평가에서는 상층과 연관된 볼 왜곡률의 기준 값이 부재하다는 한계가 있었다.

방사선장비의 공간해상도는 선쌍 팬텀의 획득 영상을 관독하는 방법 이외에도 MTF(Modulation Transfer Function) 팬텀의 경계에서 푸리에 변환을 통해 측정할 수 있다. 하지만 파노라마방사선장비의 경우 촬영 부위에 포함되는 영역에서 위치 별로 다른 공간해상도를 가지고 있으므로, 기성 MTF 팬텀을 이용하여 공간해상도를 평가하는 경우 팬텀의 위치를 세분하여 다수의 영상을 획득해야 한다는 한계를 가진다. 이에 본 연구에서는 파노라마팬텀<sup>®</sup> 영상에서 관찰되는 704개 볼의 경계에서 MTF 값을 측정할 수 있는 소프트웨어를 제작하고자 하였다.

소프트웨어의 개발에는 다양한 언어를 사용할 수 있는데 개발 방법에 따라 장단점이 있다. C#<sup>®</sup> (Microsoft Research, Cambridge, UK)은 마이크로소프트에서 개발한 닷넷프레임워크(.NET Framework)에서 동작되는 언어로, 일반적인 치과에서 사용하는 윈도우 환경에서 간단히 실행할 수 있다는 장점을 가진다. 하지만 영상 분석을 위한 함수가 내장되지 않기 때문에 다른 영상처리 라이브러리를 이용하여 MTF 기능을 구현해야 한다는 어려움이 있다. Matlab<sup>®</sup> (Mathworks Inc., Natick, MA, USA)은 C 언어를 기반으로 한 프로그래밍 언어로 영상 신호 분석에 특화된 언어이다.<sup>18</sup> Matlab<sup>®</sup>을 이용하여 MTF 기능을 구현할 때에는 내장된 푸리에 변환 함수를 이용할 수 있으므로 프로그램의 구현 과정이 단순하고

결과 값에 변수가 적다는 장점이 있다. 하지만 Matlab<sup>®</sup>의 고비용의 라이선스를 획득하여 설치된 컴퓨터에서만 구동이 가능하다는 한계가 있어 파노라마방사선장비를 사용하는 일반적인 치과의료기관에서는 사용하기 어렵다는 단점이 있다. 다수의 치과의료기관에서 파노라마방사선장비 평가를 위한 소프트웨어를 부담없이 사용하려면, 프로그램의 배포와 설치가 간단하고 일반적인 컴퓨터에서 잘 작동되어야 하며 비용이 저렴해야 한다.

## 2. 목적

본 연구는 파노라마팬텀<sup>®</sup>과 파노라마해상도팬텀의 획득 영상을 이용하여 동일한 위치에서 금속 볼의 왜곡률과 공간해상도 간의 연관성을 살펴보고자 하였다. 이 때 임상적으로 판독 가능한 영상을 얻기 위한 부위별 공간해상도 기준을 만족하는 부분을 상층이라고 가정하고, 상층과 가장 연관성이 높은 볼 왜곡률을 제시하고자 하였다. 또한 두 종류 (Matlab<sup>®</sup>, C#<sup>®</sup>)의 언어로 제작한 소프트웨어를 이용하여 파노라마팬텀<sup>®</sup>의 영상에서 얻어지는 금속 볼 경계의 MTF 값을 구하고 비교하여 언어에 따른 MTF 값의 차이를 평가하고자 하였다.

본 연구를 통해 파노라마방사선장비의 상층 평가 방법과 상층의 기준을 제시하고자 하였다. 또한 다수의 치과 의료기관에서 용이하게 사용할 수 있도록, C#<sup>®</sup> 언어로 구현한 파노라마방사선영상 MTF 평가프로그램을 개발하고자 하였다.

## II. 연구재료 및 방법

본 연구에서는 두 종류의 파노라마방사선영상팬텀을 이용하였다. 촘촘하게 금속 볼이 식립된 형태의 파노라마팬텀<sup>®</sup>과 48mm의 헵, 설측 폭에 대하여 가로, 세로 선쌍 팬텀을 위치시킨 파노라마해상도팬텀을 이용하여 영상을 획득 및 평가하였다.

### 1. 볼 왜곡률 평가

#### (1) 볼 타입 파노라마팬텀<sup>®</sup>의 영상 획득

악궁 형태를 따라 704개의 금속 볼이 위치된 파노라마팬텀<sup>®</sup>(Fig. 1)을 이용하여 영상을 획득하였다.<sup>13</sup> 파노라마팬텀<sup>®</sup>은 한 번의 영상 획득으로 704개의 금속 볼의 상이 겹치지 않게 획득될 수 있도록 측면에서 보았을 때 사선으로 볼이 배열된 형태이며, 허상의 형성을 피하기 위해 좌측 견치부위부터 우측 하악과두 영역에 대해서만 볼이 위치하는 형태이다. OP-100<sup>®</sup> (Instrumentarium Dental, Tuusula, Finland), PCH-2500<sup>®</sup> (Vatech, Hwaseong, Korea), 그리고 Rayscan a-P<sup>®</sup> (Ray, Seongnam, Korea) 3개의 파노라마방사선장비에서 촬영을 시행하였다. 촬영은 성인 남성 촬영 프로토콜을 따라 각 73kVp, 10mA, 17.6s; 73kVp, 10mA, 13.5s; 73kVp, 10mA, 14.0s 로 하였다. 팬텀을 정확하게 위치시키기 위하여 수평계를 이용하였고, 팬텀 중심선의 전치부 중심을 파노라마장비의 incisive notch에 일치시켰다. 볼이 식립된 아크릴 레

진에 의한 X선의 감쇄를 고려하여 골 및 연조직 감쇄는 재현하지 않았다.

촬영 간 오차를 최소화하기 위하여 동일한 프로토콜로 총 3회 촬영이 진행되었다.

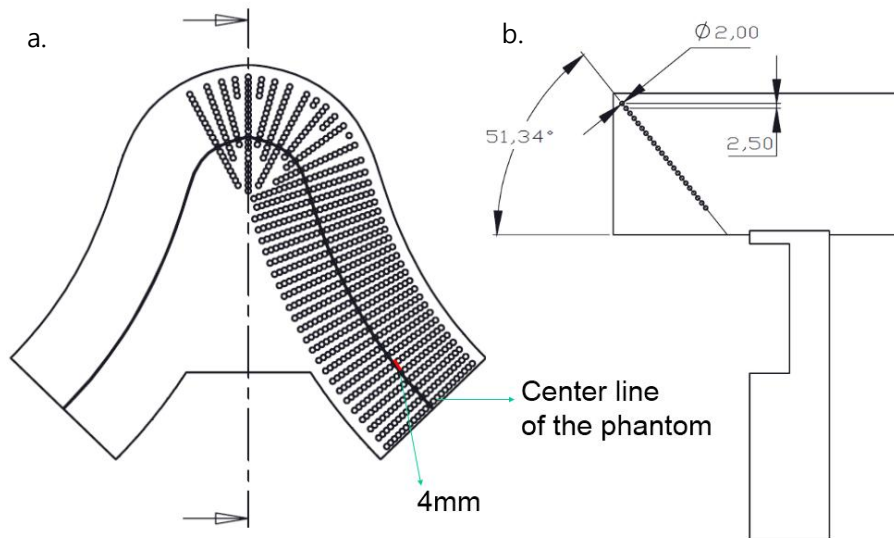


Fig. 1. Panorama phantom<sup>®</sup> (Korean patent number: 10-2017-0184233)<sup>13,14,16</sup>

a. Axial view. The dark line of the arch form is the center line of the phantom. The distance between the ball centers on this line is 4 mm. The section cut with respect to the vertical line is shown in b.

b. Lateral view. The ball is 2 mm in diameter and the vertical distance between the ball centers is 2.5 mm.



## (2) 파노라마팬텀<sup>®</sup>의 영상 평가

얻어진 파노라마팬텀<sup>®</sup> 영상의 볼 왜곡률을 분석하기 위하여 Matlab<sup>®</sup> 언어로 제작된 소프트웨어를 이용하였다.<sup>13,14</sup> 볼 왜곡률(Ball distortion rate)는 다음과 같은 수식으로 도출하였다.

Ball distortion rate (%)

$$= \left( \left| 1 - \frac{\text{horizontal length of the obtained ball image}}{\text{vertical length of the obtained ball image}} \right| \right) \times 100$$

볼 왜곡률의 측정 단위는 5%로 오차의 한계는 2.5%였다. 50% 이상의 왜곡률을 보이는 볼의 경우 볼 경계의 인식 과정에서 오차가 커질 수 있기 때문에, 볼 왜곡률은 5~50% 범위에서 측정하였다.

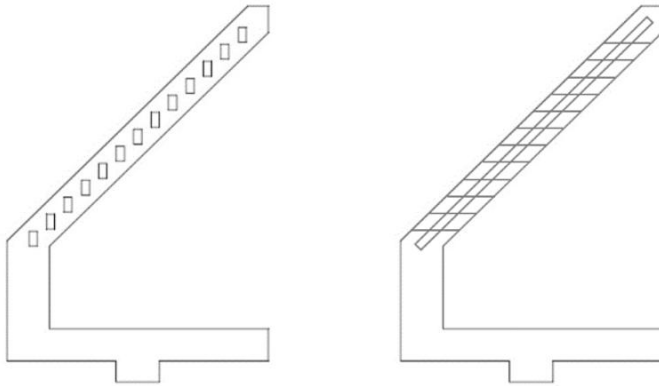
## 2. 공간해상도 평가

### (1) 파노라마해상도팬텀의 영상 획득

촬영 간 오차 최소화와 검사의 편의성을 위하여 팬텀 거치대의 각 부위에 고정되어 한 번의 촬영으로 협, 설측 48mm 폭의 선쌍 팬텀 영상이 획득 가능한 파노라마해상도팬텀을 이용하였다.<sup>14,15</sup> 사용된 선쌍 팬텀은 Nuclear Associates model 07-501 Ser. NO.12913<sup>®</sup> (Fluke Co., Cleveland, OH, USA) 이다. 해당 선쌍 팬텀은 총 16가지 값에 대해 공간해상도를 평가할 수 있는데, 1.6lp/mm-3.0lp/mm의 납선을 이용한 팬텀을 채택했던 IEC 기준<sup>4</sup>과 선행 연구결과<sup>17</sup>를 고려하여 이 중에서 1.88, 2.32, 2.58, 3.19lp/mm, 총 4가지 종류의 선쌍 팬텀을 사용하였다.

파노라마해상도팬텀은 4가지 종류의 선쌍 팬텀을 가로 선쌍은 계단 형태로, 세로 선쌍은 사선 형태로 48mm 폭에 대해 위치시킨 형태이다. 아치모양의 팬텀 거치대에 위치시킨 후 영상을 획득하는 과정에서 반대 측에 존재하는 팬텀 거치대에 의한 허상이나 팬텀 지지부의 실상에 의해 최하방 선쌍 팬텀의 영상이 겹치는 한계를 극복하기 위하여 팬텀의 하방에 20mm의 여유 공간이 있다. (Fig. 2)

a.



Horizontal panorama resolution phantom / Vertical panorama resolution phantom

b.

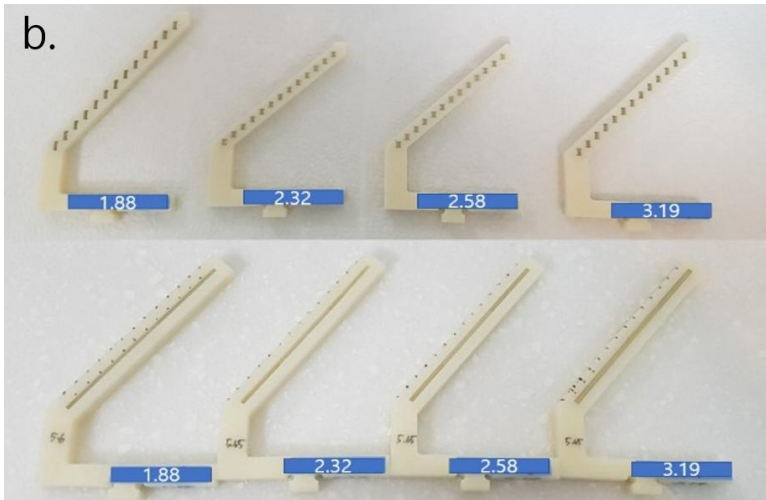


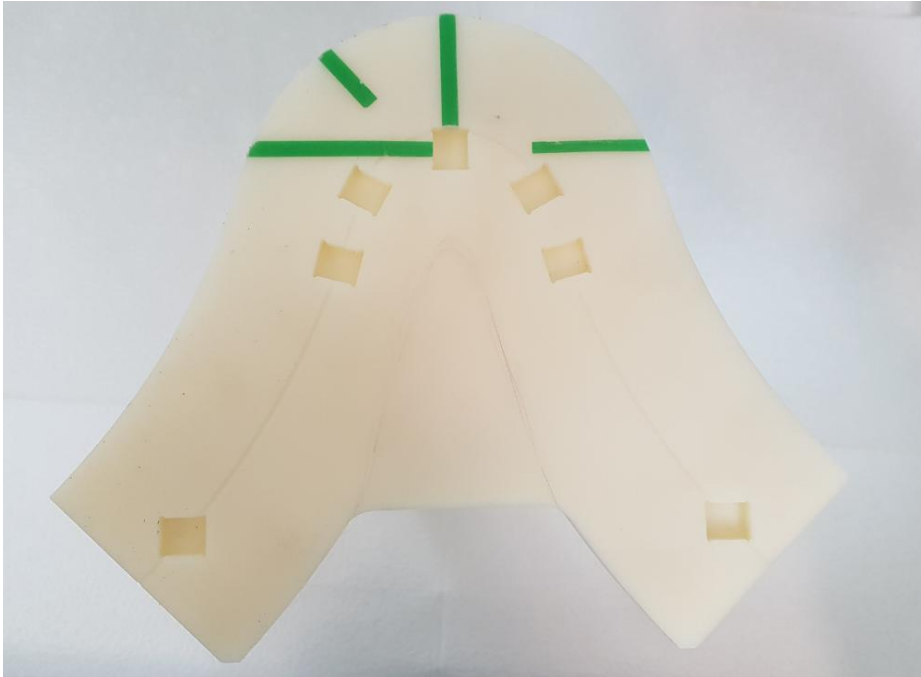
Fig. 2. Vertical and horizontal panorama resolution phantoms (1.88, 2.32, 2.58, 3.19 lp/mm)

a. Designs of panorama resolution phantoms. The lead line pairs were arranged in a stair shape and diagonal shape, respectively, so that horizontal and vertical line pair images could be obtained by one imaging acquisition.

b. Fabricated phantoms

## (2) 파노라마해상도팬텀의 영상 평가

파노라마해상도팬텀을 위치시키기 위하여, 전치, 소구치, 대구치, 하악과두 위치에 팬텀을 유지시킬 수 있는 홈이 형성된 팬텀 거치대를 이용



하였다.<sup>14,15</sup> (Fig. 3.)

Fig. 3. Phantom stand<sup>14,15</sup> has square-shaped holes in four positions, incisor, premolar, molar, and TMJ. The data of the incisor, premolar (central points of the cusps of mandibular first premolar and mandibular second premolar), molar (central points of the mesiobuccal cusp of mandibular first molar and the distobuccal cusp of mandibular second molar), and TMJ were determined by previously developed ball type panorama phantom.



OP-100<sup>®</sup>, PCH-2500<sup>®</sup>, 그리고 Rayscan α-P<sup>®</sup> 3개의 파노라마방사선장비에서 촬영을 시행하였다.

촬영은 성인 남성 촬영 프로토콜을 따라 각 73kVp, 10mA, 17.6s; 73kVp, 10mA, 13.5s; 73kVp, 10mA, 14.0s로 하였다. 팬텀을 정확하게 위치시키기 위하여 수평계를 이용하였고, 팬텀 거치대 전치부 홈의 중심을 파노라마방사선장비의 incisive notch에 일치시켰다. International Electrotechnical Commission (IEC)의 방사선 영상화질 평가 시 권고사항에 따라 X선 소스에 0.8mm의 구리판으로 두개골에 의한 감쇄를 재현하였다.<sup>4</sup> 연조직에 의한 감쇄는 팬텀 전방에 6mm의 알루미늄 판을 부착하여야 하나, 전체 팬텀을 균일하게 감쌀 수 없어 구리판과 겹쳐 X선 소스에 위치시켰다.

촬영 간 오차를 최소화하기 위하여 동일 부위가 각 3회 촬영되었다. 서로 영향을 받지 않는 두 부위(전치+하악과두, 소구치+대구치)에 두 종류의 서로 다른 팬텀을 위치시켜 촬영이 시행되었다.

파노라마해상도팬텀의 경우 20년 이상의 경력을 가진 영상치의학 전문의 2인의 합의에 의해 판독되었다. 판독용 모니터를 이용하여 어두운 환경에서 판독을 시행하였고, 영상의 확대와 흑화도, 대조도 조절 기능을 사용하였다. 총 48장의 영상이 무작위로 배열된 후 2인의 판독자의 합의 하에 선쌍 팬텀 영상의 판독 가능 여부가 결정되었다.

오차를 최소화하기 위하여 2주 후 다시 무작위로 재배열된 영상이 같은 방식으로 판독되었다. 2회의 판독 간 차이를 분석하기 위해 급내상관

계수 (Intraclass Correlation Coefficient)를 측정하였다. 한 부위에서 파노라마해상도팬텀 영상이 3회 획득되었고, 각 영상에 대해 2회씩 판독됨으로써 총 6회의 판독 결과가 얻어졌다. 6회의 결과 중 4회 이상 판독 가능한 선쌍 팬텀에 대해, 해당 부위에서 판독 가능한 공간해상도 값으로 판단하였다.

### 3. 연관성 평가

파노라마팬텀<sup>®</sup>과 파노라마해상도팬텀으로 얻은 결과의 비교를 위하여 상방 도면을 기준으로 파노라마해상도팬텀의 선쌍 팬텀이 위치한 부위와 가장 넓은 영역으로 겹치는 파노라마팬텀<sup>®</sup>의 금속 볼을 해당 선쌍 팬텀에 대응되는 금속 볼로 결정하였다. 각 선쌍 팬텀이 위치하는 부위에서 판독 가능한 가장 큰 공간해상도 값과 볼 왜곡률 값을 대응하여 제시하였다.

또한 파노라마해상도팬텀을 이용해 측정한 공간해상도 값을 이용하여 위치 별 최소 공간해상도 기준 이상의 값을 보이는 부분을 상층으로 가정하고, 동일한 부위에 위치하는 볼의 왜곡률을 획득하였다. 이 때 사용된 공간해상도 기준은 전치 3.19, 소구치 2.32, 대구치 1.88, 하악과두 2.32lp/mm이다.<sup>17</sup> 획득된 볼 왜곡률의 평균 및 표준편차를 제시하였다.



## 4. MTF 분석을 위한 소프트웨어 평가

획득된 파노라마팬텀® 영상의 볼 경계를 이용하여 MTF 값을 측정하는 소프트웨어를 제작하였다. 동일한 기능을 Matlab® 언어와 C#® 언어로 동시에 구현하였다. Matlab®의 추가적인 툴 박스(Image Processing Toolbox)에 내장된 고속 푸리에 변환(FFT: Fast Fourier Transform) 함수를 이용해 구현한 MTF 모듈을 기본으로 하고, 이와 동일한 기능을 openCV의 라이브러리를 사용해 C#®으로 구현하였다. 소프트웨어의 구성은 다음과 같다.

### (1) 분석 가능한 형태로의 이미지 파일 형식 통일

모든 이미지 파일 형식(포맷)의 영상을 분석 가능하도록 프로그램을 제작하였고, 다이콤 포맷의 파일이 분석 대상일 경우, 이후에 활용할 수 있는 다이콤 형식의 메타데이터는 따로 저장하고 분석 영상은 전체적인 분석 과정의 통일성을 위해서 비트맵 이미지 파일 형식(.BMP)로 변경 후 분석하였다.

### (2) 볼 영역의 파악 및 MTF 모듈 구현

파노라마팬텀® 영상의 볼 경계에서 MTF 분석을 시행하기 위해서는 분석하고자 하는 볼 위치와 경계를 정확하게 파악하고, MTF 분석 구간을 결정하는 과정이 선행되어야 한다. 일반적인 영상의 인식 및 분석과정에서는 원 검출을 위한 기본적인 알고리즘으로 허프변환(Hough Transform)을 주로 사용한다. 하지만 파노라마팬텀® 영상에 허프변환을

적용하였을 때 타원이나 사각형에 가깝게 촬영되는 가장자리 영역의 다수의 볼들이 인식되지 않거나, 촬영 상의 잡음(noise) 영역에서 원이 검출되는 문제가 발생하였다. 이를 보완하기 위하여 이미지의 모든 픽셀을 순회하면서 연속된 넓이를 가지는 픽셀 집합을 검출하는 방식으로 영상 of 볼을 검출하였다. 이 과정에서 그래프 알고리즘의 너비우선탐색(BFS: Breadth-First Search) 알고리즘을 활용하였다. 검출된 픽셀 집합의 넓이가 특정 범위를 벗어나지 않도록 하고, 너비와 높이의 비율이 정상치를 넘어선 경우를 제외하는 방식으로 가장자리 영역의 볼들의 검출이 정상적으로 이뤄지도록 하고 잡음(noise)영역의 잘못된 볼 검출을 방지할 수 있었다.

MTF 모듈은 분석 대상의 경계에서 ESF (Edge Spread Function) 함수와 LSF (Line Spread Function) 함수, 최종적으로 MTF 함수가 차례로 구해지는 방식으로 구현되었다. 파노라마방사선장비의 특성상 볼의 중심에서 측정 방향에 따라 경계의 픽셀 값 변화가 다르게 나타나게 된다. 이러한 차이에 따른 오류를 최소화하고 파노라마방사선장비의 특수성을 최대한 고려한 결과를 획득하기 위하여 볼의 중심으로부터 상하, 좌우, 우측 45도, 좌측 45도의 네 방향의 MTF 값을 측정하고 그 결과를 분리하여 제시하였다. 우측 45도, 좌측 45도의 경우, 픽셀 크기는 픽셀의 가로 크기와 세로 크기를 이용하여 45도 대각선 값을 획득하여 입력하였다.

### (3) MTF 값 표현

파노라마팬텀®의 영상에서 704개의 볼 중 임상적으로 중요한 부위인 전치, 소구치, 대구치, 하악과두 부위 중심에 위치한 4개의 볼에 대해 자동으로 MTF 값이 표현될 수 있게 하였다. 또한 영상에 포함된 나머지 영역에 대해서도 특정 볼을 선택하면 해당 볼에 대해 MTF 평가를 진행하는 형태로 프로그램을 구성하였다. MTF 10, 20, 50 값을 획득할 수 있게 하였고, 픽셀 크기가 변경될 경우 변경된 수치에 맞춰 다시 계산되도록 하였다.

위의 소프트웨어의 구성을 토대로 MTF 모듈 구현을 위해 사용된 구체적인 함수 및 library는 다음과 같다.

전체적으로 MTF 모듈은 분석 대상의 픽셀 값의 거리에 따른 변화를 나타내는 ESF 함수와 ESF 함수의 변화율을 나타내는 LSF, 그리고 최종적으로 이 LSF 함수를 푸리에 변환하는 방식의 일반적인 알고리즘을 채택하여 이루어졌다.

Matlab<sup>®</sup> 프로그램의 경우 영상 분석을 위해 추가적인 툴 박스를 설치하였다. 그리고 툴 박스에 내장된 고속 푸리에 변환(FFT: Fast Fourier Transform)함수를 활용하여 MTF 모듈을 구현하였고, 이를 통해 MTF 분석을 실시하였다.

C#<sup>®</sup> 언어의 경우 내장된 영상인식 및 분석 함수가 존재하지 않기 때문에 필요한 라이브러리를 추가하여 Matlab<sup>®</sup> 프로그램의 MTF 모듈과 동일한 알고리즘으로 해당 기능을 구현하였다. 영상 인식을 위한 오픈소스 컴퓨터비전 라이브러리로는 OpenCV를 사용하였다. OpenCV는 영상 인식과 처리의 컴퓨터비전 분야에서 2500개 이상의 최적화된 영상처리 알고리즘과 BSD 라이선스를 적용하여 가장 보편적으로 사용되는 라이브러리이다. C#<sup>®</sup>에서는 OpenCV Sharp 형태로 제공되어 활용할 수 있다.

C#<sup>®</sup>에서는 Matlab<sup>®</sup>과 달리 고속 푸리에 변환 함수와 같은 고급 분석 함수가 포함되어 있지 않다. 푸리에 변환식의 정의에 맞게 분석 함수를

구현하여 사용하는 것보다 이미 검증되어 배포된 외부 라이브러리를 사용하는 것이 정확한 결과를 보여줄 수 있기 때문에, 수식 계산과 관련된 추가 라이브러리를 사용하였다.

C#<sup>®</sup> 언어에서 영상인식 및 정확한 분석과 그 범용적인 사용을 위해 활용된 라이브러리들을 해당 라이선스와 그 역할에 대해 정리하면 다음과 같다.

#### 1) OpenCVSharp3

- 라이선스: BSD-3-Clause
- 관련 페이지: <https://github.com/shimat/opencvsharp>

OpenCVSharp 라이브러리는 닷넷프레임워크 환경에서 OpenCV를 활용할 수 있도록 하는 라이브러리이다.

#### 2) Math.Net.Numerics

- 라이선스: MIT/X11 License
- 관련 페이지: <https://numerics.mathdotnet.com/>

Math.Net Numerics는 과학 기술 분야에 자주 쓰이는 수학적 계산에 대한 알고리즘을 닷넷 환경에서 사용할 수 있게 해준다. MTF 함수 계산에 필수적으로 시행되는 푸리에 변환에 해당 라이브러리를 사용하였다.

#### 3) fo-dicom.Desktop

- 라이선스: Microsoft Public License (MS-PL)
- 관련 페이지: <https://github.com/fo-dicom/fo-dicom>

다이콤 영상의 처리를 위해 C#<sup>®</sup> 라이브러리 중에서 가장 가볍고 많이 사용되는 fo-dicom-Desktop을 활용하였다.

### III. 연구결과

파노라마팬텀<sup>®</sup>과 파노라마해상도팬텀으로 얻은 결과의 비교를 위하여 선쌍 팬텀이 위치한 부위에서 판독 가능한 가장 큰 공간해상도 값과 볼 왜곡률을 대응시켰다. 파노라마해상도팬텀에서 협, 설측 위치는 세로축인 step 으로 표시되었는데, 팬텀 영상의 맨 아래 부분(상방 도면에서 설측, step 1)부터 맨 위 부분(상방 도면에서 협측, step 13)으로 가면서 숫자가 증가하는 형태로, 팬텀 거치대의 아치형 중심선이 지나가는 부분은 step 7 으로 표현되었다.

세개의 파노라마방사선장비에서 동일한 위치의 볼 왜곡률과 가로, 세로 파노라마해상도팬텀을 이용한 공간해상도 값을 대응시킨 결과를 표 1, 2, 3 에 제시하였다.

파노라마팬텀<sup>®</sup>에서 볼 왜곡률은 팬텀의 아치형 중심선에 가까울수록 작아지는 양상을 보였고, 멀어질수록 커지는 양상을 보였다. 일부 상하단에서는 볼이 한계를 넘어 볼로 인식되지 않을 정도로 왜곡이 심하게 관찰되었다.

파노라마해상도팬텀의 판독에 있어서 2회의 판독 간 급내상관계수를 구했을 때, 평균 측도의 상관관계는 0.903으로 통계적으로 유의한 신뢰성을 가지고 있었다( $p < 0.001$ ). 대부분의 영역에서 가로 팬텀을 이용한 결과 값이 세로 팬텀을 이용한 결과 값보다 높게 나왔다. 그리고 전반적인 경향은 팬텀 거치대의 아치형 중심선에 가까워질수록 (step 7) 커지

고 멀어질수록 낮아지는 양상을 보였다.

가로, 세로 파노라마해상도팬텀 분석을 시행한 PCH-2500<sup>®</sup> 예시 영상이 Fig.4 a,b에 제시되었다. 파노라마해상도팬텀이 위치한 전치, 소구치, 대구치, 하악과두 부위와 동일 위치로 매칭되는 금속 볼 위치 또한 Fig.4.c에 제시되었다.



Position (Step)	Incisor			Premolar			Molar			TMJ		
	PP (%)	HR (lp/mm)	VR (lp/mm)	PP (%)	HR (lp/mm)	VR (lp/mm)	PP (%)	HR (lp/mm)	VR (lp/mm)	PP (%)	HR (lp/mm)	VR (lp/mm)
1	x	3.19	x	x	3.19	x	x	3.19	x	25	2.58	2.58
2	x	3.19	x	x	3.19	x	x	3.19	x	15	2.58	2.58
3	75	3.19	x	90	3.19	x	55	3.19	1.88	15	2.58	2.58
4	45	3.19	2.58	45	2.58	2.32	25	3.19	2.32	15	2.58	2.32
5	20	3.19	3.19	15	2.58	2.58	15	2.58	2.58	15	2.58	1.88
6	5	3.19	2.58	5	2.58	2.58	15	2.58	2.58	15	2.58	1.88
7	20	2.58	x	15	2.58	1.88	5	2.58	2.58	15	2.58	1.88
8	30	2.58	x	15	2.58	x	15	2.58	2.32	15	2.58	1.88
9	35	2.58	x	25	2.58	x	20	2.58	x	15	2.58	x
10	45	2.58	x	25	2.58	x	20	2.58	x	20	2.58	x
11	55	2.58	x	30	2.58	x	20	2.58	x	20	2.58	x
12	x	2.58	x	30	2.58	x	25	2.58	x	20	2.58	x
13	x	2.58	x	30	2.58	x	x	2.58	x	25	2.58	x

**Table 1.** Test results for OP-100<sup>®</sup>

PP, panorama phantom; HR, horizontal resolution phantom; TMJ, temporomandibular joint; VR, vertical resolution phantom; x, no line pair value could be read.

Position (Step)	Incisor			Premolar			Molar			TMJ		
	PP	HR	VR	PP	HR	VR	PP	HR	VR	PP	HR	VR
	(%)	(lp/mm)	(lp/mm)	(%)	(lp/mm)	(lp/mm)	(%)	(lp/mm)	(lp/mm)	(%)	(lp/mm)	(lp/mm)
1	x	2.58	x	x	2.58	1.88	x	2.58	3.19	5	3.19	2.58
2	x	2.58	2.32	x	2.58	3.19	20	2.58	3.19	5	3.19	2.58
3	60	3.19	3.19	x	3.19	3.19	20	2.58	3.19	10	2.58	2.58
4	55	3.19	3.19	x	3.19	3.19	10	2.58	3.19	10	2.58	2.32
5	40	2.58	2.58	15	3.19	2.58	5	2.58	2.58	15	2.58	2.32
6	35	2.58	2.58	5	3.19	2.58	5	2.58	2.58	20	2.58	1.88
7	5	2.58	2.58	5	2.58	2.58	5	2.58	2.58	25	2.58	1.88
8	10	2.58	2.58	15	2.58	2.58	5	2.58	2.32	25	2.58	1.88
9	25	2.58	2.58	20	2.58	2.32	5	2.58	2.32	30	2.58	x
10	45	2.58	1.88	20	2.58	1.88	5	2.58	2.32	30	2.58	x
11	45	2.58	x	35	2.58	1.88	5	2.58	2.32	35	2.58	x
12	50	2.58	x	35	2.58	1.88	5	2.58	2.32	40	2.58	x
13	55	2.58	x	35	2.58	1.88	x	2.58	2.32	45	2.58	x

**Table 2.** Test results for PCH-2500®

PP, panorama phantom; HR, horizontal resolution phantom; TMJ, temporomandibular joint; VR, vertical resolution phantom; x, no line pair value could be read.

**Table 3.** Test results for Rayscan  $\alpha$ -P®

Position (Step)	Incisor			Premolar			Molar			TMJ		
	PP (%)	HR (lp/mm)	VR (lp/mm)	PP (%)	HR (lp/mm)	VR (lp/mm)	PP (%)	HR (lp/mm)	VR (lp/mm)	PP (%)	HR (lp/mm)	VR (lp/mm)
1	x	3.19	x	x	2.32	x	x	2.58	x	20	3.19	2.32
2	x	3.19	x	x	2.32	x	45	2.58	x	10	2.58	2.32
3	x	3.19	x	x	2.58	x	40	2.58	1.88	5	2.58	2.32
4	x	3.19	2.58	45	2.58	2.32	30	2.58	3.19	5	2.58	2.58
5	x	2.58	3.19	15	2.58	2.58	10	2.58	3.19	10	2.58	x
6	x	2.58	2.58	10	2.58	2.58	5	2.58	2.58	10	2.58	x
7	40	2.58	1.88	5	2.58	1.88	10	2.58	1.88	10	2.58	x
8	5	2.58	1.88	20	2.58	x	15	2.58	x	15	2.58	x
9	15	2.58	x	20	2.58	x	20	2.58	x	x	2.58	x
10	20	2.58	x	20	2.58	x	20	2.58	x	x	2.58	x
11	45	2.58	x	25	2.58	x	20	2.58	x	x	2.58	x
12	x	2.58	x	30	2.58	x	20	2.58	x	x	2.58	x
13	x	2.58	x	30	2.58	x	x	2.58	x	x	2.58	x

PP, panorama phantom; HR, horizontal resolution phantom; TMJ, temporomandibular joint; VR, vertical resolution phantom; x, no line pair value could be read.

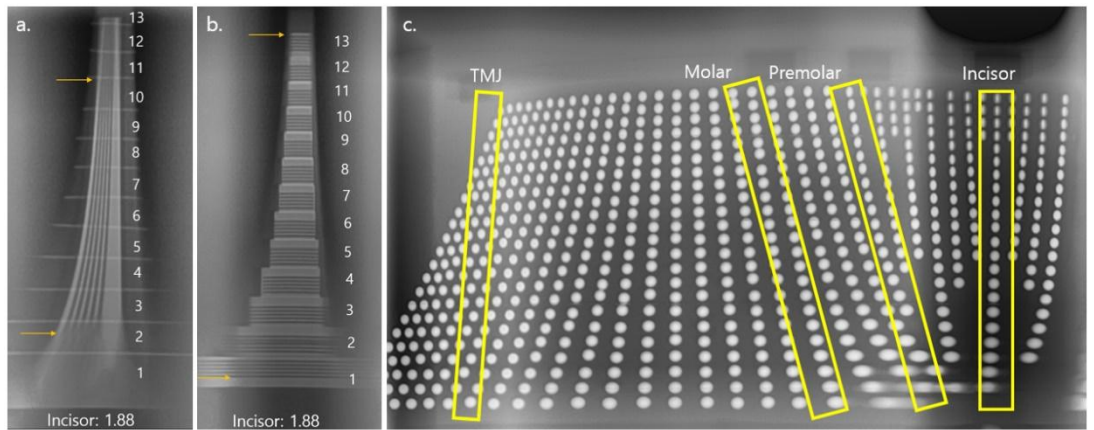


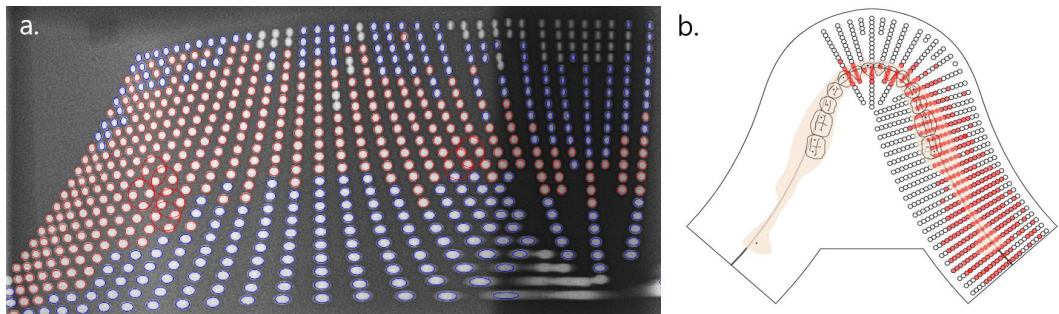
Figure 4. Panoramic radiographs of the phantoms using PCH-2500®.

a. Horizontal resolution phantom containing 1.88 lp/mm was located in the incisor region. The readable boundary was indicated by arrows. (Step number: 1~13, numbered from the lowest area)

b. Vertical resolution phantom containing 1.88 lp/mm was located in the incisor region. The readable boundary was indicated by arrows. (Step number: 1~13, numbered from the lowest area)

c. Panoramic radiograph of ball phantom. The incisor, premolar, molar, and TMJ regions used for analysis were indicated by yellow boxes.

파노라마팬텀<sup>®</sup> 영상에서 볼 왜곡률을 이용한 상층의 기준 값 제시를 위하여 임상적으로 판독이 가능한 이미지를 얻기 위한 최소 공간해상도 값의 기준을 사용하였다.<sup>17</sup> 가로와 세로 파노라마해상도팬텀에 의해 평가된 값을 이용하여, 기준 이상의 값을 보이는 부분과 일치하는 부분에 위치하는 볼들의 왜곡률을 구하였다. 획득된 볼 왜곡률의 평균 및 표준편차는  $19.47 \pm 15.10\%$  이다. 볼의 크기와 픽셀 크기로 인한 오차를 최소화하기 위해 5%씩 볼 왜곡률을 측정하기 때문에 임상적으로 판독 가능한 획득 영상과 가장 관련이 있는 최소 볼 왜곡률로 20%가 제안될 수 있다. OP-100 장비에서 20%의 볼 왜곡률 기준을 적용하여 획득한 상층의 경계를 Fig. 5에 제시하였다.



**Figure 5.** The suggested image layer by applying ball distortion rate thresholds (20%) in OP-100<sup>®</sup>

- a. The balls satisfying ball distortion rate threshold are shown in red, and the balls that did not satisfy that threshold are shown in blue.
- b. The balls shown in red were matched to their original position. Since the average jaw shape is well located in the image layer, it is considered that this device is suitable for taking diagnostic images.

Matlab<sup>®</sup>과 C#<sup>®</sup> 언어를 이용하여 제작한 소프트웨어로 3회 반복 측정한 파노라마팬텀<sup>®</sup> 볼 경계의 MTF 값은 표 4~9에 제시하였다. 각 볼의 중심에서 수직, 수평, 그리고 좌측 45도, 우측 45도 방향으로 선을 그어 볼의 양 끝에서 얻어지는 MTF 10, 20, 50 값을 평균하여 결과가 제시되었다. MTF 값은 Matlab<sup>®</sup> 언어를 이용했을 때 높게 나오는 경향이 있었다. 두가지 언어로 측정한 MTF 값에 대해 단순상관분석을 시행하고, 그 결과를 표 10에 제시하였다.



Table 4. Evaluation of MTF value of OP-100: C#<sup>®</sup> language. RO: right oblique, LO: left oblique

		1				2				3			
MTF		Vertical	Horizontal	RO	LO	Vertical	Horizontal	RO	LO	Vertical	Horizontal	RO	LO
Incisor	10	0.899	0.918	1.107	1.192	1.035	1.010	1.010	1.023	1.081	0.977	1.114	1.075
	20	0.619	0.768	0.905	0.964	0.482	0.859	0.840	0.814	0.599	0.827	0.905	0.872
	50	0.411	0.508	0.573	0.547	0.326	0.573	0.515	0.508	0.391	0.547	0.573	0.554
Premolar	10	0.918	0.899	1.068	0.866	0.905	0.925	1.010	1.101	1.003	0.840	0.977	0.743
	20	0.768	0.749	0.971	0.710	0.749	0.716	0.749	0.749	0.833	0.690	0.391	0.639
	50	0.502	0.495	0.286	0.247	0.482	0.417	0.195	0.313	0.547	0.437	0.234	0.241
Molar	10	0.853	0.892	1.114	1.010	0.814	0.886	1.055	1.114	1.009	0.807	1.036	1.023
	20	0.697	0.749	0.915	0.807	0.690	0.736	0.899	0.918	0.515	0.658	0.840	0.807
	50	0.450	0.482	0.534	0.502	0.456	0.482	0.560	0.463	0.332	0.430	0.508	0.456
TMJ	10	1.224	1.042	1.237	0.690	0.951	1.062	1.107	1.120	1.075	1.127	0.821	1.224
	20	0.918	0.853	0.951	0.918	0.775	0.892	0.768	0.827	0.879	0.794	0.749	0.476
	50	0.534	0.554	0.254	0.306	0.502	0.580	0.365	0.313	0.560	0.508	0.254	0.326

Table 5. Evaluation of MTF value of Vatech: C#<sup>®</sup> language, RO: right oblique, LO: left oblique

		1				2				3			
MTF		Vertical	Horizontal	RO	LO	Vertical	Horizontal	RO	LO	Vertical	Horizontal	RO	LO
Incisor	10	0.873	0.898	0.898	1.003	0.853	0.918	0.931	0.879	0.489	0.879	0.853	0.820
	20	0.319	0.736	0.742	0.749	0.313	0.742	0.775	0.723	0.300	0.729	0.703	0.664
	50	0.215	0.469	0.378	0.378	0.208	0.456	0.450	0.424	0.202	0.469	0.411	0.417
Premolar	10	0.788	0.905	0.651	0.729	0.534	0.814	0.977	0.593	0.833	0.775	1.016	0.749
	20	0.443	0.736	0.671	0.462	0.326	0.658	0.514	0.436	0.495	0.612	0.489	0.410
	50	0.261	0.424	0.339	0.221	0.202	0.417	0.169	0.150	0.241	0.385	0.313	0.189
Molar	10	0.710	0.931	0.931	0.723	0.326	0.723	0.918	0.807	0.385	0.658	0.794	0.762
	20	0.521	0.534	0.736	0.612	0.280	0.541	0.723	0.638	0.319	0.508	0.625	0.632
	50	0.221	0.306	0.372	0.346	0.189	0.319	0.398	0.313	0.215	0.313	0.339	0.345
TMJ	10	0.781	0.898	0.853	0.560	0.710	0.892	0.846	0.697	0.827	0.977	0.814	0.658
	20	0.547	0.729	0.716	0.397	0.495	0.742	0.501	0.404	0.593	0.794	0.488	0.606
	50	0.313	0.456	0.208	0.169	0.300	0.489	0.202	0.176	0.299	0.508	0.176	0.169

Table 6. Evaluation of MTF value of Ray: C#<sup>®</sup> language, RO: right oblique, LO: left oblique

		1				2				3			
MTF		Vertical	Horizontal	RO	LO	Vertical	Horizontal	RO	LO	Vertical	Horizontal	RO	LO
Incisor	10	0.834	0.502	0.651	0.632	0.736	0.612	0.807	0.794	0.931	0.612	0.794	0.781
	20	0.300	0.411	0.521	0.515	0.567	0.476	0.651	0.651	0.547	0.456	0.638	0.625
	50	0.195	0.260	0.306	0.299	0.202	0.286	0.398	0.404	0.202	0.273	0.385	0.391
Premolar	10	0.918	0.749	0.846	0.853	1.133	0.658	0.824	0.924	0.658	0.820	0.938	0.990
	20	0.410	0.560	0.612	0.436	0.326	0.489	0.658	0.723	0.280	0.554	0.716	0.703
	50	0.163	0.326	0.254	0.356	0.221	0.299	0.339	0.404	0.189	0.306	0.430	0.417
Molar	10	0.872	0.833	0.827	1.042	0.756	0.703	0.753	0.938	0.652	0.768	0.905	0.951
	20	0.352	0.254	0.260	0.580	0.306	0.528	0.651	0.684	0.521	0.560	0.697	0.677
	50	0.208	0.163	0.169	0.202	0.208	0.313	0.339	0.372	0.182	0.326	0.378	0.326
TMJ	10	0.827	0.840	0.918	0.725	0.820	0.678	0.716	0.476	0.931	0.560	0.756	0.859
	20	0.567	0.286	0.260	0.299	0.502	0.313	0.384	0.228	0.521	0.293	0.502	0.326
	50	0.247	0.195	0.176	0.202	0.189	0.208	0.169	0.156	0.267	0.195	0.182	0.189

Table 7. Evaluation of MTF value of OP–100: Matlab® language, RO: right oblique, LO: left oblique

		1				2				3			
MTF		Vertical	Horizontal	RO	LO	Vertical	Horizontal	RO	LO	Vertical	Horizontal	RO	LO
Incisor	10	1.452	0.840	0.898	1.009	0.957	0.833	0.911	0.957	0.970	0.814	0.879	0.905
	20	0.814	0.684	0.781	0.788	0.801	0.710	0.794	0.775	0.710	0.716	0.749	0.788
	50	0.443	0.462	0.501	0.521	0.475	0.462	0.508	0.534	0.456	0.475	0.495	0.527
Premolar	10	0.755	0.827	0.885	0.755	0.775	0.859	0.885	0.788	0.944	0.762	0.853	0.710
	20	0.651	0.697	0.736	0.658	0.710	0.658	0.755	0.605	0.742	0.710	0.723	0.605
	50	0.404	0.469	0.514	0.443	0.456	0.443	0.495	0.391	0.527	0.495	0.488	0.397
Molar	10	0.918	0.846	0.853	0.879	0.898	0.814	0.885	0.892	0.866	0.840	0.866	0.814
	20	0.625	0.710	0.710	0.723	0.833	0.658	0.749	0.742	0.820	0.710	0.723	0.703
	50	0.521	0.514	0.508	0.527	0.462	0.482	0.501	0.391	0.430	0.449	0.501	0.475
TMJ	10	1.055	0.846	0.807	0.996	0.924	0.879	0.866	0.820	0.859	0.866	0.977	1.172
	20	0.697	0.755	0.612	0.436	0.729	0.755	0.697	0.723	0.820	0.755	0.612	0.911
	50	0.553	0.462	0.391	0.326	0.456	0.508	0.410	0.339	0.443	0.482	0.384	0.299

Table 8. Evaluation of MTF value of Vatech: Matlab® language, RO: right oblique, LO: left oblique

		1				2				3			
MTF		Vertical	Horizontal	RO	LO	Vertical	Horizontal	RO	LO	Vertical	Horizontal	RO	LO
Incisor	10	1.647	0.898	0.905	0.964	1.530	1.393	1.400	1.003	1.563	1.322	0.866	0.964
	20	0.677	0.768	0.781	0.794	0.632	1.081	0.755	0.977	0.938	1.289	0.736	0.742
	50	0.404	0.475	0.501	0.501	0.560	0.475	0.508	0.508	0.391	0.488	0.579	0.469
Premolar	10	1.309	0.951	0.931	0.905	1.217	1.315	0.996	0.898	1.263	0.951	0.918	0.846
	20	1.016	0.814	0.801	0.710	1.022	0.960	0.788	0.762	1.016	0.703	0.749	0.645
	50	0.345	0.378	0.469	0.449	0.371	0.378	0.495	0.462	0.527	0.482	0.514	0.443
Molar	10	0.853	0.775	0.872	0.905	1.426	1.439	0.833	0.931	1.335	1.413	0.853	0.853
	20	0.892	0.814	0.749	0.677	1.035	1.003	0.749	0.729	1.042	0.931	0.645	0.651
	50	0.352	0.286	0.456	0.430	0.365	0.449	0.475	0.501	0.319	0.339	0.449	0.436
TMJ	10	1.419	0.938	0.898	0.846	1.523	1.016	0.911	0.879	1.621	0.931	1.003	0.885
	20	1.204	0.814	0.762	0.710	1.107	0.840	0.736	0.710	1.231	0.872	0.788	0.716
	50	0.449	0.521	0.488	0.443	0.482	0.527	0.495	0.475	0.306	0.404	0.501	0.488

Table 9. Evaluation of MTF value of Ray: Matlab<sup>®</sup> language, RO: right oblique, LO: left oblique

		1				2				3			
MTF		Vertical	Horizontal	RO	LO	Vertical	Horizontal	RO	LO	Vertical	Horizontal	RO	LO
Incisor	10	1.693	1.367	0.938	0.996	1.634	1.413	0.924	0.964	1.615	1.042	0.957	0.957
	20	1.107	0.638	0.775	0.701	1.354	0.951	0.736	0.781	1.374	0.970	0.742	0.801
	50	0.430	0.488	0.488	0.436	0.443	0.430	0.449	0.456	0.404	0.371	0.482	0.436
Premolar	10	1.257	1.276	1.432	1.400	1.667	1.699	1.328	0.970	1.217	0.918	1.452	1.400
	20	0.905	0.840	1.048	1.250	0.814	0.990	1.061	0.859	0.833	0.716	1.270	0.944
	50	0.514	0.495	0.495	0.612	0.514	0.449	0.449	0.462	0.553	0.501	0.488	0.501
Molar	10	1.100	1.686	1.393	1.367	1.204	1.823	1.335	1.777	1.276	1.628	1.244	1.882
	20	1.087	0.749	1.081	1.204	0.846	1.510	1.048	0.944	0.872	1.296	0.898	0.996
	50	0.482	0.667	0.501	0.501	0.651	0.436	0.508	0.488	0.625	0.488	0.488	0.501
TMJ	10	1.693	1.361	1.510	1.159	1.732	1.217	1.139	1.628	1.712	1.523	1.504	1.276
	20	1.406	1.146	1.244	0.898	1.178	0.911	0.807	0.690	0.801	0.781	0.996	0.905
	50	0.352	0.475	0.326	0.436	0.391	0.495	0.475	0.482	0.586	0.371	0.462	0.443

Table 10. Pearson correlation coefficient

		Matlab <sup>®</sup> Ver	Matlab <sup>®</sup> Hor	Matlab <sup>®</sup> RO	Matlab <sup>®</sup> LO	C# <sup>®</sup> Ver	C# <sup>®</sup> Hor	C# <sup>®</sup> RO	C# <sup>®</sup> LO
Matlab <sup>®</sup> Ver	Pearson Correlation	1	.777**	.743**	.720**				
	Sig.		.000	.000	.000				
	N	108	108	108	108				
Matlab <sup>®</sup> Hor	Pearson Correlation	.777**	1	.852**	.792**				
	Sig.	.000		.000	.000				
	N	108	108	108	108				
Matlab <sup>®</sup> RO	Pearson Correlation	.743**	.852**	1	.889**				
	Sig.	.000	.000		.000				
	N	108	108	108	108				
Matlab <sup>®</sup> LO	Pearson Correlation	.720**	.792**	.889**	1				
	Sig.	.000	.000	.000					
	N	108	108	108	108				
C# <sup>®</sup> Ver	Pearson Correlation	.575**	.485**	.557**	.518**	1	.803**	.774**	.716**
	Sig.	.000	.000	.000	.000		.000	.000	.000
	N	108	108	108	108	108	108	108	108
C# <sup>®</sup> Hor	Pearson Correlation	.483**	.451**	.551**	.568**	.803**	1	.823**	.807**
	Sig.	.000	.000	.000	.000	.000		.000	.000
	N	108	108	108	108	108	108	108	108
C# <sup>®</sup> RO	Pearson Correlation	.581**	.502**	.596**	.629**	.774**	.823**	1	.880**
	Sig.	.000	.000	.000	.000	.000	.000		.000
	N	108	108	108	108	108	108	108	108
C# <sup>®</sup> LO	Pearson Correlation	.529**	.498**	.586**	.623**	.716**	.807**	.880**	1
	Sig.	.000	.000	.000	.000	.000	.000	.000	
	N	108	108	108	108	108	108	108	108

Ver: vertical, Hor: Horizontal, RO: right oblique, LO: left oblique

\*\*. Correlation is significant at the 0.01 level.

## IV. 고찰

치과에서 환자의 방사선 노출은 모든 의료 방사선검사의 연간 총 빈도의 25 % 이상을 나타내는 것으로 추정된다.<sup>19,20</sup> 하지만 이에 비해 치과용 방사선진단장비에 대한 정확한 이해와 그 특수성을 충분히 고려한 정도관리는 부족한 실정이다. 치과에서 획득된 파노라마방사선영상에 대한 연구에서 획득 영상의 1/3에서는 환자의 위치 오류에 의한 낮은 흑화도 및 대조해상도를 보였고, 1 % 미만의 영상만이 'Excellent'의 질을 갖는 것으로 평가되었다.<sup>21</sup> 일부 디지털이미지에서는 후처리 과정을 거치며 진단을 위한 영상의 질을 일부 향상시킬 수 있지만 이 또한 한계가 존재한다.<sup>22</sup>

본 연구에서 사용된 파노라마팬텀<sup>®</sup>과 파노라마해상도팬텀의 경우, 다른 개념으로 상층을 평가할 수 있다. 파노라마팬텀<sup>®</sup>은 피사체가 상층에서 벗어난 경우 그 크기나 형태의 왜곡이 생긴다는 개념<sup>8,9,23</sup>을 이용하여 상층을 평가할 수 있고, 파노라마해상도팬텀의 경우 상층에 위치한 피사체에서 얻어지는 영상이 상층에서 벗어난 피사체보다 선명하다는 개념<sup>1,2,3,6,7,10</sup>과 연관되어 상층을 평가할 수 있다. 이 논문은 여기에 추가적으로 파노라마팬텀<sup>®</sup>의 불 경계를 이용하여 공간해상도의 개념을 확장하여 적용하였다.

가로와 세로 파노라마해상도팬텀을 이용하여 측정한 공간해상도 값은 현저하게 다른 결과를 보였다. 이는 파노라마방사선장비가 수평으로 회전하는 X선원을 이용하여 단층 영상을 획득하기 때문에, 위치에 따른 수



평 왜곡의 차이가 수직 왜곡의 차이보다 상대적으로 크게 발생하기 때문이다. 세로 선쌍 팬텀을 사용하는 경우, 수평 축소, 확대 왜곡에 의해 판독 가능 여부가 크게 좌우되기 때문에 상층에서 벗어난 경우 공간해상도 값이 현저하게 낮아진다. 반면 가로 선쌍 팬텀을 사용하는 경우 수평 축소, 확대 왜곡에 의해 판독 가능 여부가 영향을 덜 받기 때문에 해당 위치의 실제 공간해상도 값보다 더 높은 공간해상도 값으로 측정될 수 있다는 문제가 있다. 2000년 IEC의 ‘Acceptance tests-Imaging performance of dental X-ray equipment’<sup>4</sup>에서는 사선 선쌍 팬텀을 포함하는 팬텀을 제시하고 있다. 이 때 얻어진 사선 선쌍 영상의 판독 가능 여부는 납선의 상하로 분리된 부위에 의해 결정되게 되어 결론적으로는 가로 선쌍 팬텀을 통한 파노라마방사선장비의 평가일 것으로 생각된다. 따라서 가로 선쌍 팬텀을 통한 파노라마방사선장비 공간해상도 평가의 한계와 동일한 문제점을 가질 것이다.

또한 연속하여 움직이는 X선원과 상수용기 사이에서 물체의 상이 형성된다는 점에서 파노라마방사선장비에서의 선쌍 팬텀을 이용한 공간해상도 평가는 일반적인 진단용방사선장비에 대한 평가와 차이를 갖는다. 한 쌍의 납선 영상을 얻을 때에도 짧은 연속적인 X선원과 상수용기의 위치 변화가 존재하기 때문에, 여러 개의 납선 영상을 함께 이용하는 선쌍을 이용한 측정이 특정 부위의 공간해상도 값을 완벽하게 표현하기 어렵다는 한계가 있다.

파노라마방사선장비에서 상층을 물체의 왜곡률이 특정 기준 이하가 되

는 영역 또는 공간해상도가 특정 기준 이상을 만족하는 영역으로 평가한다고 하였을 때<sup>24</sup>, 공간해상도 값은 MTF 값으로 측정하는 것이 더욱 정확할 것으로 생각된다.<sup>25</sup> 이 때 파노라마방사선장비는 구강악안면영역의 전반을 포함하는 촬영 영역에 대해 각 위치 별로 다른 공간해상도를 가지고 있기 때문에, 기존 MTF 팬텀을 이용하는 경우 팬텀의 위치를 세분화하여 다수의 MTF 팬텀 영상을 획득해야 한다는 어려움이 있다.

이에 본 논문은 파노라마팬텀®의 획득 영상을 이용하여 다양한 위치에 존재하는 볼 상의 경계를 분석하고 각 부위의 MTF 정보를 간단하게 측정할 수 있는 소프트웨어를 제작하였다. 특히 임상에서의 편리한 사용을 위하여 윈도우 환경에서 동작하는 윈도우 프로그램을 작성하였다는 점이 큰 의미를 갖는다. C#®은 마이크로소프트에서 개발한 윈도우 프로그램 개발 및 실행 환경인 닷넷 프레임워크(.NET Framework)에서 동작되므로, 이번에 제작된 소프트웨어는 닷넷 프레임워크가 설치된 윈도우 환경이라면 무리없이 실행될 수 있다. 파노라마방사선장비는 치과에 가장 기본적으로 보급된 방사선진단장비로, 이 장비를 용이하게 평가하기 위해서는 보편적인 컴퓨터에서 무리없이 평가할 수 있는 프로그램을 배포하는 것이 중요하다. C#® 언어를 이용한 소프트웨어가 영상처리 소프트웨어의 기준으로 사용되고 있는 Matlab® 언어를 이용한 소프트웨어와 동일한 기능을 구현할 뿐만 아니라 측정된 MTF 결과 값도 통계적인 유의성을 보이고 있었기 때문에, 보편적인 컴퓨터에서 파노라마방사선장비의

MTF 평가를 위한 소프트웨어로 사용될 수 있을 것이라고 기대된다.

논문의 한계는 C#<sup>®</sup>과 Matlab<sup>®</sup>으로 제작된 소프트웨어로 측정한 MTF 값이 완벽하게 일치하지는 않았다는 점이다. 이 차이는 line profile 획득 과정의 전처리 과정 중 median filter의 파라미터 값이 각 언어에 적당하게 설정되는 과정에서 차이가 있었기 때문으로 생각된다. 임의의 파라미터로 조정하여 특정 결과로 값을 일치시키는 것은 가능하지만, 다수의 경계를 이용한 파노라마방사선장비의 MTF 측정법에 대해서는 연구된 바가 없고 최소 기준 수치나 표준화된 방법이 존재하지 않는 실정이기 때문에 이 과정에는 무리가 있었다. 임상과 연관된 유의한 파라미터 값과 MTF의 최소 기준 값 등에 대해서는 앞으로 지속적으로 연구되어야 할 것이다.

또한 본 논문은 동일한 수직 공간 내에서는 동일한 공간해상도와 볼 왜곡률을 갖는다는 가정 하에 수평적인 위치 차이에 대해서만 공간해상도와 볼 왜곡률 값을 분리하여 평가하였다.<sup>26</sup> 따라서 수직적인 위치 차이에 의한 결과 값의 미세한 차이에 대해서는 추가적인 연구를 통해 충분히 고려되어야 한다는 한계를 갖는다.

본 연구에서의 결과를 보았을 때, 파노라마방사선장비는 악궁의 다양한 위치에 따른 위치 별 정도관리가 이루어져야 할 뿐만 아니라, 같은 위치에서도 다양한 협, 설측 위치에 대하여 구분하여 평가를 할 필요가 있다. 제시된 방법으로 파노라마팬텀<sup>®</sup>을 촬영하고, 획득된 영상에서 20%의 볼 왜곡률 기준을 이용하여 상층의 위치와 그 형태, 크기를 평가

함으로써 파노라마장비의 특성을 충분히 고려한 평가가 가능할 것이다.  
궁극적으로 제시된 평가 방법이 파노라마방사선장비의 정도관리 중 임상  
에서의 판독 가능성과 연관된 평가 기준으로 제정되어 용이하게 사용될  
수 있을 것으로 기대된다.

## V. 결론

파노라마방사선장비에서 공간해상도로 상층의 위치와 형태를 정하였을 때, 상층 부위의 평균 볼 왜곡률은 19.47%로 측정되었다. 볼의 크기와 픽셀 크기로 인한 오차를 고려하여 상층 경계의 볼 왜곡률로 20%가 제안될 수 있다.

또한 파노라마팬텀<sup>®</sup> 영상을 C#<sup>®</sup> 언어로 제작된 소프트웨어로 분석함으로써 Window 기반의 대중적인 컴퓨터에서 MTF 값을 측정할 수 있다.

## VI. 참 고 문 헌

1. Hassen SM, Manson-Hing LR. A study of the zone of sharpness of three panoramic x-ray machines and the effect of screen speed on the sharpness zone. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol* 1982; 54: 242-9.
2. Paiboon C, Manson-Hing LR. Effect of border sharpness on the size and position of the focal trough of panoramic x-ray machines. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol* 1985; 60: 670-6.
3. Patel Jr. The focal trough of the Autopan panoramic dental x-ray machine. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol* 1989; 68: 115-8.
4. International Electrotechnical Commission. Evaluation and routine testing in medical imaging departments-Part 3-4: Acceptance tests-Imaging performance of dental X-ray equipment. Geneva: IEC, 2000.
5. 보건복지부. 진단용 방사선 발생장치의 안전관리에 관한 규칙. 2017.
6. Brown CE, Jr., Christen AC, Jerman AC. Dimensions of the focal trough in panoramic radiography. *J Am Dent Assoc* 1972; 84: 843-7.
7. Lund TM, Manson-Hing LR. A study of the focal troughs of three panoramic dental x-ray machines. Part I. The area of sharpness. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol* 1975; 39: 318-28.
8. Manson-Hing LR, Lund TM. A study of the focal troughs of three panoramic dental x-ray machines. Part II. Image dimensions. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol* 1975; 39: 647-53.
9. Glass BJ, McDavid WD, Welander U, Morris CR. The central plane of the image layer determined experimentally in various rotational panoramic x-ray machines. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol* 1985; 60: 104-12.
10. Martinez-Cruz S, Manson-Hing LR. Comparison of focal trough dimensions and form by resolution measurements in panoramic radiography. *J Am Dent Assoc* 1987; 114: 639-42.

11. 최다혜. 화질평가표와 한국인의 표준 악궁을 재현한 팬텀 거치대를 이용한 디지털파노라마영상의 화질 평가 방법. 서울대학교 박사학위 논문 2012.
12. 신재명. 개선된 해상도 · 대조도 팬텀을 이용한 파노라마방사선영상의 화질평가: 임상화질평가와의 비교. 서울대학교 박사학위 논문 2016.
13. Yeom HG, Kim JE, Huh KH, Yi WJ, Heo MS, Lee SS, et al. Development of a new ball-type phantom for evaluation of the image layer of panoramic radiography. *Imaging Sci Dent.* 2018;48:255-259.
14. 염한결. 새로 개발된 파노라마방사선영상팬텀을 이용한 상층 및 해상도 평가. 서울대학교 석사학위논문 2018.
15. Yeom HG, Lee SS, Kim JE, Huh KH, Yi WJ, Heo MS, et al. Correlation between spatial resolution and ball distortion rate of panoramic radiography. *BMC Med Imaging.* 2020; 20: 68.
16. 서울대학교산학협력단. 파노라마방사선장비 평가 팬텀(Phantom for panoramic radiography), 특허 출원번호: 1020170184233, 출원일 2017.12.29, 등록일 2019.08.20.
17. Choi DH, Choi BR, Choi JW, Huh KH, Yi WJ, Heo MS, et al. Reference line-pair values of panoramic radiographs using an arch-form phantom stand to assess clinical image quality. *Imaging Sci Dent.* 2013; 43: 7-15.
18. Dukkupati RV. MATLAB: an introduction with applications. New Age International; 2008.
18. Moll MA, Seuthe M, von See C, Zapf A, Hornecker E, Mausberg RF, et al. Comparison of clinical and dental panoramic findings: a practice-based crossover study. *BMC oral health.* 2013; 13:48.
19. Horner K. Review article: radiation protection in dental radiology. *Br J Radiol.* 1994; 67: 1041-9.
20. Kaeppler G, Axmann-Krcmar D, Reuter I, Meyle J, Gómez-Román G. A clinical evaluation of some factors affecting image quality in panoramic radiography. *Dentomaxillofac Radiol.* 2000; 29: 81-4.
21. Rushton VE , Horner K , Worthington HV . The quality of panoramic radiographs in a sample of general dental practices. *Br Dent J.* 1999; 186: 630-633.
22. Devlin H, Yuan J. Object position and image magnification in dental panoramic radiography: a theoretical analysis. *Dentomaxillofac*

- Radiol 2013; 42: 29951683.
23. Yeo DKL, Freer TJ, Brockhurst PJ. Distortions in panoramic radiographs. Aust Orthod J. 2002; 18: 92.
  24. Welander U, McDavid WD, Tronje G, Morris CR. An analysis of different planes within the image layer in rotational panoramic radiography. Dentomaxillofac Radiol. 1987;16:79–84.
  25. McDavid WD, Welander U, Kanerva H, Morris CR. Transfer Function Analysis in Rotational Panoramic Radiography. Acta Radiol Diagn 1983;24(1):27–32.
  26. Shiojima M, Bäckström A, Welander U, McDavid WD, Tronje G, Naitoh M. Layer thickness in panoramic radiography as defined by different noise–equivalent passbands. Oral Surg Oral Med Oral Pathol. 1993;76:244–50.



## ABSTRACT

# Development of evaluation method and standard for the image layer of panoramic radiography

Yeom, Han-Gyeol

Department of Oral and Maxillofacial Radiology

Graduate School

Seoul National University

(Directed by Prof. Sam-Sun Lee)

### **Purpose**

The purpose of this study was to analyze the correlation between spatial resolution and ball distortion rate of panoramic radiography and to elucidate the minimum criterion for ball distortion rate, which is very relevant to clinical readability.

And we aimed to evaluate the potential for distribution and utilization of software using C#<sup>®</sup> language that can be easily used in many dental hospitals.

### **Material and Methods**

Horizontal and vertical spatial resolution and ball distortion rates were calculated in the same position, such as the incisor, premolar, molar, and temporomandibular joint area with various object depths corresponding to 48 mm. Three devices were evaluated. A region showing spatial resolution above the reference standard was selected and the mean and standard deviation of the obtained ball distortion rates were calculated.

And we produced two analysis programs for panoramic radiographs of the phantom using Matlab<sup>®</sup> and C#<sup>®</sup> programming language and compared analysis results of three devices.

## **Results**

In all devices, the horizontal line pair phantom, but not the vertical line pair phantom, was readable in all areas measured at the line pair value of at least 1.88 lp/mm. The line pair value tended to be higher toward the center and lower toward the outside. The ball distortion rate tended to decrease closer to the center and increased further away. In addition, ball distortion rates could not be measured at some areas as they were not recognized as balls due to the high degree of distortion at the outermost and innermost sides. The ball distortion rates for the same site that satisfy the reference line pair value when using the horizontal or vertical

resolution phantom were extracted and the mean ball distortion rate that met any of the criteria was  $19.47 \pm 15.10\%$ .

The MTF values evaluated by Matlab<sup>®</sup> and C#<sup>®</sup> were not significantly different between the two software.

## **Conclusions**

Image layer of panoramic radiography could be evaluated by the spatial resolution using horizontal and vertical line pair phantoms and by assessing ball distortion rates through a ball-type panorama phantom. A ball distortion rate of 20% could be used as a threshold to evaluate the image layer of panoramic radiography. And the analyzing program for panoramic radiographs using C#<sup>®</sup> programming language could be easily used in many dental hospitals.

**Keywords :** Radiographic phantom, Panoramic radiography, Imaging layer

**Student Number :** 2018-37151